

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 27.11.98.

③③ Priorité :

④③ Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 02.06.00 Bulletin 00/22.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑥⑦ Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS SA Société  
anonyme — FR.

⑦② Inventeur(s) : CHICHEREAU CLAIRE ep. LAURENT  
et LE ROUX AGNES.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

⑤④ PROCÉDE DE REGLAGE DE LA CONFIGURATION EN RADIOLOGIE NUMERIQUE.

⑤⑦ Le procédé consiste à former une image de préexpo-  
sition et en déduire un niveau de signal moyen de préexpo-  
sition de détecteur et le convertir en un niveau de dose de  
préexposition, déterminer l'épaisseur radiologique équiva-  
lente, estimer une composition de largeur examinée et éta-  
blir une configuration d'exposition et un m A. s d'exposition.  
Application à la mammographie numérique.

FR 2 786 389 - A1



## **Procédé de réglage de la configuration en radiologie numérique**

La présente invention concerne un procédé de réglage des paramètres d'exposition en radiologie numérique, et en particulier en mammographie numérique.

Classiquement, en radiologie, les paramètres d'exposition tels  
5 que la piste focale choisie (dans le cas d'un dispositif à double piste focale), le filtre utilisé, la tension appliquée au tube (kV), la présence ou l'absence de grille, l'agrandissement de contact et le produit du courant anodique par la durée d'exposition (m A.s), constituant ce qu'on appelle la configuration, sont initialement déterminés à partir d'un choix de  
10 l'utilisateur pour les paramètres de présence ou d'absence de grille, agrandissement ou contact et d'une table d'optimisation automatique des paramètres (AOP), en fonction des choix de l'utilisateur, pour les paramètres kV, piste focale, filtre et m A.s. La partie d'organe examinée est alors soumise à une préexposition avec une valeur de m A.s faible pour  
15 déterminer les caractéristiques de la partie d'organe examinée, en particulier l'épaisseur radiologique équivalente et on ajuste alors les paramètres d'exposition à partir de ces caractéristiques.

Plus précisément, lors de la préexposition, on utilise une cellule de réglage automatique d'exposition (AEC) et on détermine l'épaisseur  
20 radiologique équivalente à partir du signal de la cellule AEC. Afin d'obtenir une bonne estimation de l'épaisseur radiologique équivalente, il faut déterminer à l'aide de la cellule AEC d'étalonnage 60 paramètres différents. On effectue alors une estimation de la composition de la partie d'organe examinée et un réglage des paramètres d'exposition  
25 (configuration) avec une première estimation de m A.s.

Pendant une exposition de la partie d'organe examinée avec la configuration déterminée précédemment, la cellule AEC effectue une mise à jour continue de la valeur de m A.s.

5 Pour plus de détails quant au procédé décrit ci-dessus, on se reportera aux documents EP-0 402 244 et EP-0 465 360.

Le procédé de réglage de la configuration décrit ci-dessus a pour inconvénient de nécessiter un dispositif d'étalonnage spécifique, à savoir la cellule AEC et d'exiger la détermination d'un grand nombre de paramètres.

10 La présente invention a donc pour objet de fournir un procédé de réglage de la configuration, en radiologie numérique, qui ne nécessite pas l'emploi d'une cellule d'étalonnage spécifique et exige seulement un petit nombre de paramètres.

15 La présente invention a en outre pour objet un procédé de réglage de la configuration nécessitant une seule image pour chaque configuration et qui utilise directement les signaux du détecteur pour effectuer le réglage de la configuration d'exposition.

Le procédé de réglage de la configuration, en radiologie numérique, selon l'invention comprend les étapes consistant à :

- 20 a) former sur un récepteur d'image d'un détecteur numérique une image de préexposition d'une partie d'organe examinée avec une configuration choisie et un m A.s pre de faible valeur (généralement de l'ordre de 1 à 4) ;
- 25 b) choisir au sein de l'image de préexposition une zone d'intérêt et en extraire un niveau de signal moyen de préexposition Signal\_level\_pre;
- c) convertir le niveau de signal moyen de préexposition en un niveau de dose de préexposition IR\_dose\_pre au moyen de la relation :

30 (I) 
$$\text{IR\_dose\_pre} = \text{IR\_dose\_ref} \cdot \frac{\text{Signal\_level\_pre}}{\text{Signal\_level\_ref}} \cdot \frac{\text{IR\_gain\_ref}}{\text{IR\_gain\_pre}}$$

dans laquelle IR\_dose\_ref, Signal\_level\_ref et IR\_gain\_ref sont respectivement la dose, le niveau de signal moyen et le gain obtenus au cours d'une étape préalable d'étalonnage du détecteur, et Signal\_level\_pre et IR\_gain\_pre sont, respectivement, le niveau de signal moyen de

35

préexposition et le gain du détecteur au cours de l'étape de préexposition;

d) déterminer une épaisseur radiologique équivalente au moyen de la relation :

$$(II) \quad \text{rad\_thickness} = A + F_0 \text{ (kV)} + F_1 \text{ (kV)} \log \left[ \frac{\text{IR\_dose\_pre}}{\text{mA.s pre}} \right] + F_2 \text{ (kV)} \log \left[ \frac{\text{IR\_dose\_pre}}{\text{mA.s pre}} \right]^2$$

dans lequel rad\_thickness est l'épaisseur radiologique équivalente, IR\_dose\_ref est la dose de préexposition déterminée à l'étape c) et m A.s pre la valeur de m A.s de préexposition ;

10

$$(III) \quad F_i \text{ (kV)} = \sum_{j=0 \text{ à } 2} A_i^j \text{ kV}^j, \quad i = 0 \text{ à } 2,$$

les coefficients  $A_i^j$  caractérisant la configuration choisie et étant établis une fois pour toute et le coefficient A correspondant à la configuration étant établi au cours de l'étape d'étalonnage du détecteur ; et

15

e) estimer une composition de la partie d'organe examinée et établir une configuration d'exposition en calculant le m A.s d'exposition au moyen de la relation :

20

$$(IV) \quad \text{mA.s}_{\text{exp}} = \text{mA.s}_{\text{ref}} \cdot \frac{\text{IR\_dose\_target} \cdot \text{scf}_{\text{pre}}}{\text{IR\_dose\_ref} \cdot \text{scf}_{\text{exp}}}$$

dans laquelle IR\_dose\_target est une dose choisie par l'opérateur,  $\text{scf}_{\text{pre}}$  et  $\text{scf}_{\text{exp}}$  sont des facteurs de conversion dépendant de la configuration pendant la préexposition et l'exposition, respectivement.

25

Les facteurs de conversion scf sont calculés à partir de la relation :

$$(VI) \quad \text{scf} = \exp \left[ (G_0 \text{ (kV)} + G_1 \text{ (kV)} \text{rad\_thickness} + G_2 \text{ (kV)} (\text{rad\_thickness})^2) \right]$$

30

dans laquelle rad\_thickness est l'épaisseur radiologique et les coefficients  $G_i \text{ (kV)}$  sont établis une fois pour toute à partir d'un modèle selon la relation :

$$G_i(kV) = B_i^0 + B_i^1 kV + B_i^2 kV^2$$

les coefficients  $B_i^j$  étant des paramètres caractérisant une configuration. Il  
 5 suffit de 9 coefficients  $B_i^j$  pour déterminer les facteurs de conversion scf.

Comme cela résulte des relations (II) et (III), on utilise  
 seulement 9 paramètres pour caractériser une configuration.

On va maintenant décrire l'étape d'étalonnage permettant  
 d'obtenir les valeurs de IR\_dose\_ref, Signal\_level\_ref et du coefficient A.

10 Pour déterminer IR\_dose\_ref, on pose sur le récepteur d'image du  
 détecteur un dosimètre et on dispose en avant du récepteur et du dosimètre  
 un filtre d'épaisseur connue (par exemple une plaque de lucite de 5cm)  
 pour s'approcher le plus possible des conditions normales de  
 fonctionnement et on irradie le détecteur avec une configuration donnée.

15 Le dosimètre permet d'obtenir la mesure de IR\_dose\_ref.

On enlève le dosimètre et on mesure directement sur le récepteur  
 d'image du détecteur, à l'emplacement du dosimètre, la quantité Signal\_level\_ref.

20 Pour déterminer les coefficients A, on irradie le détecteur,  
 toujours à travers la plaque de lucite et sans dosimètre, pour toutes les  
 configurations possibles des paramètres d'exposition suivants : piste  
 focale, filtre, largeur du foyer, présence ou non de grille, et on mesure sur  
 le détecteur pour chacune des configurations le niveau moyen de signal du  
 détecteur que l'on transforme en IR\_dose\_cal au moyen d'une relation  
 25 analogue à la relation (I). On détermine alors les coefficients A pour  
 toutes les configurations au moyen de la relation :

$$(V) \quad A = F_0(kV) + F_1(kV) \log \left[ \frac{IR\_dose\_cal}{mA.s_{cal}} \right] + F_2(kV) \log \left[ \frac{IR\_dose\_cal}{mA.s_{cal}} \right]^2 - lucite\_thickness$$

30 dans laquelle  $mA.s_{cal}$  correspond au  $mA.s$  utilisé pendant l'étalonnage,  
lucite\_thickness est l'épaisseur du filtre interposé lors de l'étalonnage et  
 les fonctions  $F_i(kV)$  sont telles que définies précédemment.

On obtient aussi une table de coefficients A qui sont choisis et  
 utilisés au cours du procédé de l'invention en fonction de la configuration.

35 L'estimation de la composition de la partie de l'organe examinée

est classique. Ainsi, en mammographie, on estime classiquement la composition d'un sein examiné à partir du rapport entre l'épaisseur mécanique et l'épaisseur radiologique (un cas moyen est un sein constitué à 50% de fibres glandulaires et 50% de tissus adipeux).

## REVENDICATIONS

1. Procédé de réglage de la configuration, en radiologie numérique, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes consistant à :

- a) former sur récepteur d'image d'un détecteur numérique une image de préexposition d'une partie d'organe examinée avec une configuration choisie et un m A.s pre de faible valeur ;
- b) choisir au sein de l'image de préexposition une zone d'intérêt et en extraire un niveau de signal moyen de préexposition Signal\_level\_pre;
- c) convertir le niveau de signal moyen de préexposition en un niveau de dose de préexposition IR\_dose\_pre au moyen de la relation :

$$(I) \quad \text{IR\_dose\_pre} = \text{IR\_dose\_ref} \cdot \frac{\text{Signal\_level\_pre}}{\text{Signal\_level\_ref}} \cdot \frac{\text{IR\_gain\_ref}}{\text{IR\_gain\_pre}}$$

dans laquelle IR\_dose\_ref, Signal\_level\_ref et IR\_gain\_ref sont respectivement la dose, le niveau de signal moyen et le gain obtenus au cours d'une étape préalable d'étalonnage du détecteur, et Signal\_level\_pre et IR\_gain\_pre sont, respectivement, le niveau de signal moyen de préexposition et le gain du détecteur au cours de l'étape de préexposition;

- d) déterminer une épaisseur radiologique équivalente au moyen de la relation :

$$(II) \quad \text{rad\_thickness} = A + F_0 \text{ (kV)} + F_1 \text{ (kV)} \log \left[ \frac{\text{IR\_dose\_pre}}{\text{mA.s pre}} \right] + F_2 \text{ (kV)} \log \left[ \frac{\text{IR\_dose\_pre}}{\text{mA.s pre}} \right]^2$$

dans lequel rad\_thickness est l'épaisseur radiologique équivalente, IR\_dose\_ref est la dose de préexposition déterminée à l'étape c) et mA.s pre la valeur de mA.s de préexposition ;

$$(III) \quad F_i \text{ (kV)} = \sum_{j=0}^2 A_i^j \text{ kV}^j, \quad i = 0 \text{ à } 2,$$

les coefficients  $A_i$  caractérisant la configuration choisie et étant établis une fois pour toute et le coefficient A correspondant à la configuration étant établi au cours de l'étape d'étalonnage du détecteur ; et

- 5 e) estimer une composition de la partie d'organe examinée et établir une configuration d'exposition en calculant le m A.s d'exposition au moyen de la relation :

10 (IV) 
$$mA.s_{exp} = mA.s_{ref} \cdot \frac{IR\_dose\_target \cdot scf_{pre}}{IR\_dose\_ref \cdot scf_{exp}}$$

dans laquelle IR\_dose\_target est une dose choisie par l'opérateur,  $scf_{pre}$  et  $scf_{exp}$  sont des facteurs de conversion dépendant de la configuration pendant la préexposition et l'exposition, respectivement.

- 15 2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que RI\_dose\_ref est déterminé pendant l'étape d'étalonnage au moyen d'un dosimètre posé sur le récepteur d'image du détecteur.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que Signal\_level\_ref est déterminé directement sur le récepteur d'image après enlèvement du dosimètre et à l'emplacement du dosimètre.
- 20

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que pendant l'étalonnage un filtre d'épaisseur donnée simulant des conditions normales d'utilisation est disposé devant le récepteur d'image.

- 25 5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que le coefficient A correspondant à la configuration est choisi parmi une table de coefficients A établie lors de l'étape d'étalonnage.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que la table de coefficients A est établie en déterminant pour toutes les configurations possibles des paramètres d'exposition, piste, filtre, dimension foyer, présence ou absence de grille la quantité IR\_dose\_cal reçue par le récepteur et au moyen de la relation :
- 30



$$(V) \quad A = F_0(kV) + F_1(kV) \log \left[ \frac{IR\_dose\_cal}{mA.s_{cal}} \right] + F_2(kV) \log \left[ \frac{IR\_dose\_cal}{mA.s_{cal}} \right]^2 - lucite\_thickness$$

5 où  $mA.s_{cal}$  est le  $mA.s$  utilisé lors de l'étalonnage et  $lucite\_thickness$  est l'épaisseur du filtre interposé devant le récepteur d'image.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les facteurs de conversion  $scf$  sont déterminés pour chaque configuration au moyen de la relation :

10

$$(VI) \quad scf = \exp \left[ (G_0(kV) + G_1(kV) rad\_thickness + G_2(kV) (rad\_thickness)^2) \right]$$

15 dans laquelle  $rad\_thickness$  est l'épaisseur radiologique équivalente et  $G_i(kV)$  sont des coefficients, dépendant de la configuration, établis une fois pour toute à partir d'un modèle.

REPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE  
PRELIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 566098  
FR 9814979

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
D, A	EP 0 402 244 A (GEN ELECTRIC CGR) 12 décembre 1990 (1990-12-12) * le document en entier *	1, 4-6
D, A	EP 0 465 360 A (GEN ELECTRIC CGR) 8 janvier 1992 (1992-01-08) * page 3, ligne 4 - page 6, ligne 13 *	1
A	WO 87 01555 A (ORION YHTYMAE OY) 12 mars 1987 (1987-03-12) * page 1, alinéa 2 * * page 2, alinéa 1 - page 4, alinéa 1 * * page 5, alinéa 2 - alinéa 4 *	2, 4
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)
		H05G A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
9 juillet 1999		Capostagno, E
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		